

Un modelo de cabeza-cuello humano para la simulación de impactos balísticos

F. Mouzo¹, F. González¹, U. Lugrís¹, J. Cuadrado¹

¹ Departamento de Ingeniería Naval e Industrial, Universidad de La Coruña
francisco.mouzo@udc.es, fgonzalez@udc.es, ulugris@udc.es, javier.cuadrado@udc.es

Hoy en día existen cascos capaces de soportar el impacto de algunos proyectiles balísticos sin permitir la penetración. Sin embargo, aún en esos casos, el sujeto que recibe el impacto puede sufrir lesiones, que van desde laceraciones de la piel hasta fracturas óseas y contusiones en órganos internos. En este trabajo se propone un modelo multicuerpo del conjunto cabeza-cuello humano y se realiza la simulación del efecto provocado por impactos balísticos. El modelo considera fija la primera vértebra dorsal y, a partir de ahí, las siete vértebras cervicales y la cabeza como sólidos móviles con seis grados de libertad cada uno. En la descripción del sistema multicuerpo se han utilizado coordenadas relativas. Se han modelado como elementos de fuerza los discos intervertebrales, músculos, ligamentos y articulaciones facetarias. En el caso de los músculos, se ha empleado el modelo de Hill en su definición, considerando la elasticidad del tendón. Las ecuaciones dinámicas del sistema multicuerpo se han planteado en número mínimo mediante una formulación semi-recursiva, y se han integrado en el tiempo junto a las de activación y contracción muscular mediante un integrador simpléctico. El programa resultante permite simular la respuesta del conjunto cabeza-cuello ante impactos balísticos bajo distintas condiciones de excitación muscular, y evaluar el riesgo de lesiones.

1. Introducción

La simulación biomecánica del conjunto cabeza-cuello tiene muchas aplicaciones, pero particularmente debe su desarrollo a la industria automovilística. La búsqueda de una mayor seguridad para los pasajeros de los vehículos ha llevado a la necesidad de herramientas experimentales y de simulación que permitan evaluar el riesgo de lesiones.

Dentro de las herramientas experimentales, es muy importante el desarrollo de maniqués (dummies) que se comportan ante un impacto de forma parecida a una persona humana, y que permiten la medida de fuerzas y aceleraciones, y por tanto aproximar el alcance de las lesiones que se pueden derivar de ese impacto. Este tipo de maniqués permiten hacer ensayos sin necesidad del uso de cadáveres. No obstante, se trata de equipos extremadamente caros (cientos de miles de euros) y, además, implican un ensayo destructivo del vehículo, lo que produce un gran gasto en vehículos, instalaciones, tiempo, personal, materias primas, etc.

Por esto, de la mano de los ensayos experimentales, se ha procurado desarrollar también modelos de simulación, que permitan probar conceptos de una forma rápida y barata. En este sentido, la complejidad del cuerpo humano ha hecho de este tipo de simulación un gran reto, difícil de conseguir. No obstante, el desarrollo de las técnicas de simulación multicuerpo, el gran incremento en la capacidad de computación de los ordenadores, y la investigación en biomecánica que ha ido proporcionando modelos computacionales cada vez más completos y precisos de los distintos elementos del cuerpo humano, han permitido el desarrollo de modelos biomecánicos cada vez mejores y más útiles.

En este contexto, la simulación del conjunto cabeza-cuello es especialmente relevante por la gravedad de las lesiones que se pueden producir en órganos tan sensibles como el cerebro o la columna cervical (traumatismos craneoencefálicos, hemorragias internas, tetraplejias, hemiplejias, etc.). Además de esto, la frecuencia e importancia económica de lesiones de quizá menos relevancia como el latigazo cervical han atraído muchos fondos a esta investigación.

Además de la industria automovilística, también la industria armamentística se ha interesado mucho por la simulación del conjunto cabeza-cuello. Las principales potencias a nivel mundial están invirtiendo cada vez más en mejorar la seguridad de los soldados en el campo de batalla. En este sentido, uno de los aspectos más críticos es la seguridad del conjunto cabeza-cuello ante los impactos de bala, fragmentos y ondas expansivas, que concentra en torno al 20% del total de las lesiones, con tasas de mortalidad superiores al 50% [1].

En los últimos años, el desarrollo de la ciencia de materiales ha permitido avanzar mucho en el diseño de cascos que impidan la penetración de balas y proyectiles, y en los que la transmisión de la fuerza a la cabeza sea tal que se minimice el riesgo de sufrir fracturas [2, 3, 4]. Sin embargo, son menos los trabajos en los que se investiga el efecto de la transmisión de energía cinética a la cabeza como consecuencia del impacto de la bala en el casco. Las aceleraciones lineares y angulares que le son comunicadas al conjunto cabeza-cuello pueden provocar también graves lesiones en el cerebro, músculos, ligamentos, vértebras, etc. [5, 6, 7].

En este artículo se detalla un modelo para la simulación del conjunto cabeza-cuello frente al impacto balístico, que toma como punto de partida el modelo de Bruijn et al. [8], basado a su vez en la tesis de van der Horst [9], desarrollado para la simulación del latigazo cervical.

2. Modelo de cabeza-cuello

En este modelo multicuerpo de cabeza-cuello, la cabeza y las vértebras se modelizan como sólidos rígidos, mientras que el resto de elementos y tejidos (discos intervertebrales, articulaciones facetarias, ligamentos y músculos) se modelizan como elementos de fuerza sin masa. La masa de estos elementos se tiene en cuenta como agregada a la de los huesos, para simplificar.

El modelo comprende sólo las vértebras cervicales y la cabeza, por lo que se considera fija la primera vértebra torácica (T1), así como el resto de la columna vertebral, costillas, etc. Los sólidos rígidos del modelo son, por tanto, las siete vértebras cervicales (C7 a C3, el axis C2, el atlas C1), y la cabeza (C0). Y se incluyen además los siguientes elementos de fuerza:

- 6 discos intervertebrales en los espacios entre las vértebras T1 a C2.
- 76 músculos.
- 82 ligamentos.
- 16 contactos en las articulaciones facetarias de todos los elementos entre T1 y la cabeza, más 8 contactos entre las apófisis espinosas de las vértebras, más 1 contacto entre el atlas y el diente del axis.

Las coordenadas utilizadas son relativas, esto es, la posición de cada vértebra se expresa como tres traslaciones (x,y,z) y tres rotaciones con respecto a la vértebra anterior. Las rotaciones utilizadas son (x,y,z) en ejes seguidores. No se restringe, por tanto, ninguno de los 6 grados de libertad de cada sólido rígido, por lo que el modelo consta de 48 grados de libertad (8 sólidos móviles x 6 grados de libertad cada uno).

En los siguientes subapartados se detallan los criterios y datos utilizados para la definición de cada uno de los elementos del modelo.

2.1. Huesos

Los huesos se modelizan como sólidos rígidos. En este modelo se incluyen ocho sólidos móviles, como se aprecia en la Figura 1:

- 5 vértebras cervicales (C7, C6, C5, C4, C3).
- El axis (C2).
- El atlas (C1).
- La cabeza (C0).

La cabeza está formada por muchos huesos unidos, pero se considera como un único sólido rígido. No se tiene en cuenta, por tanto, la movilidad de la mandíbula. Y tampoco se incluye en este modelo el hueso hioides, que sirve de apoyo a distintos músculos. Los músculos que se fijan en este hueso se consideran fijados a la cabeza, a modo de aproximación.

El posicionamiento de los ejes en cada sólido rígido, las posiciones iniciales de las vértebras y sus propiedades másicas, se adaptaron de la tesis doctoral de van der Horst [9].



Figura 1: Sólidos rígidos del modelo. Los sólidos móviles se muestran contorneados, con un punto marcando el origen de coordenadas de cada uno.

La posición de los ejes puede observarse en la Figura 2. La posición y orientación del sistema de coordenadas de cada vértebra se define como tres traslaciones (x, y, z) y tres rotaciones (ϕ_x, ϕ_y, ϕ_z) sucesivas sobre el sistema de coordenadas de la vértebra anterior, que se corresponden con los movimientos de rotación lateral, extensión-flexión, y rotación axial, respectivamente.

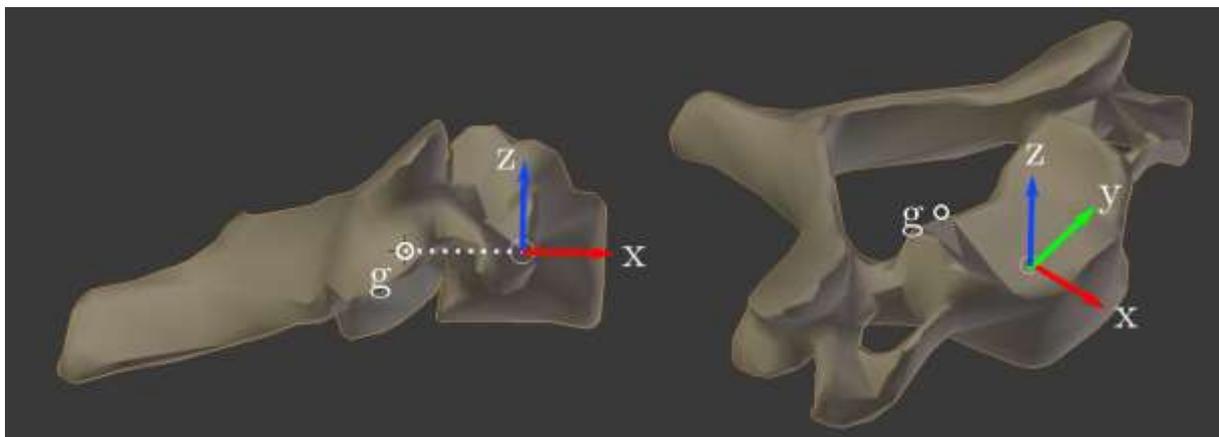


Figura 2: Vértebra C4, en la que se muestra el sistema de ejes utilizados. El punto g representa el centro de gravedad de la vértebra.

La posición y orientación de las vértebras para el instante inicial, así como sus propiedades másicas, se pueden consultar en la Tabla 1. La geometría detallada de las vértebras cervicales y la cabeza se obtuvo de un modelo 3D realista del esqueleto humano realizado en Blender y disponible online. A los sólidos de ese modelo se les aplicó después un factor de escalado, para que coincidiesen con las dimensiones de una persona de la estatura del sujeto utilizado en la tesis de van der Horst (1.70 m).

2.2. Discos intervertebrales

Los discos intervertebrales son unos complejos tejidos fibrocartilaginosos, que sirven de almohadilla entre las vértebras, para evitar el contacto directo entre ellas y soportar las fuerzas de compresión.

Están compuestos por dos partes: un núcleo pulposo, en el centro, hecho de fibras suspendidas en una sustancia gelatinosa; y un anillo fibroso externo, hecho de varias capas de distintos tipos de colágeno. El anillo fibroso contiene al núcleo gelatinoso, de forma que éste puede cumplir su función de amortiguador de las actividades del

cuerpo, distribuyendo uniformemente la fuerza de forma que se eviten concentraciones de tensiones que serían dañinas.

Tabla 1: Propiedades másicas de los sólidos del modelo, posiciones de los centros de masas y posiciones iniciales. Adaptado de van der Horst [9].

cuerpo no.	nombre	masa (kg)	momentos de inercia				origen del sistema de coordenadas			posición del centro de masas	
			Ixx	Iyy	Izz	Ixz	x (mm)	z (mm)	ϕ_y (rad)	gx (mm)	gz (mm)
1	T1	-	-	-	-	-	0.0	0.0	0.0	-	-
2	C7	0.22	2.2	2.2	4.3	-	0.0	18.0	0.363	-8.2	0.0
3	C6	0.24	2.4	2.4	4.7	-	0.0	17.5	-0.09	-8.3	0.0
4	C5	0.23	2.3	2.3	4.5	-	0.0	17.0	-0.0975	-8.1	0.0
5	C4	0.23	2.3	2.3	4.4	-	-3.0	16.5	-0.082	-7.9	0.0
6	C3	0.24	2.4	2.4	4.6	-	-3.0	16.5	-0.09	-7.8	0.0
7	C2	0.25	2.5	2.5	4.8	-	-3.0	18.0	0.0	-7.7	0.0
8	C1	0.22	2.2	2.2	4.2	-	-2.0	18.5	0.0	-7.7	0.0
9	C0	4.69	181.0	236.0	173.0	71.0	-0.0	17.0	0.0	27.0	43.0

La modelización de los discos intervertebrales supone un reto, debido a su comportamiento no lineal y no isotrópico. Los modelos que mejor aproximan este comportamiento son los de elementos finitos, pero resultan complejos de integrar en la simulación multicuerpo [10] y pesados computacionalmente.

Por eso, en este trabajo se ha preferido utilizar las expresiones no lineales propuestas por Camacho et al. [11], muy utilizadas en la literatura [12, 13, 9] para el comportamiento en extensión-flexión de los discos. Mientras que, en el resto de traslaciones y rotaciones, se asume un modelo de resorte-amortiguador lineal, usando para los coeficientes de rigidez y amortiguamiento los mismos valores propuestos por van der Horst [9]. Estos datos pueden consultarse en la Tabla 2. Nótese que se definen valores distintos de los coeficientes en función del signo del desplazamiento.

Tabla 2: Propiedades de los discos. Se define un valor distinto en función del signo del desplazamiento para cada parámetro.

prop.	unid.	T1-C7	C7-C6	C6-C5	C5-C4	C4-C3	C3-C2
k_{x-}	[N/m]	50000	50000	50000	50000	50000	50000
k_{x+}	[N/m]	62000	62000	62000	62000	62000	62000
k_{y-}	[N/m]	73000	73000	73000	73000	73000	73000
k_{y+}	[N/m]	73000	73000	73000	73000	73000	73000
k_{z-}	[N/m]	973600	829700	800200	784600	765300	637500
k_{z+}	[N/m]	82200	69000	68000	66800	69800	63500
$k_{\phi x-}$	[N/m]	0.33	0.33	0.33	0.33	0.33	0.33
$k_{\phi x+}$	[N/m]	0.33	0.33	0.33	0.33	0.33	0.33
$A_{\phi y-}$	-	-0.1553	-0.0063	-0.0063	-0.0014	-0.0034	-0.0019
$A_{\phi y+}$	-	0.3042	0.0703	0.0309	0.0565	0.0109	0.0515
$B_{\phi y-}$	-	-37.1791	-70.8518	-54.8950	-94.0222	-65.4087	-58.0806
$B_{\phi y+}$	-	22.6261	32.1257	32.0111	22.5115	42.9889	27.0092
k_{z-}	[N/m]	0.42	0.42	0.42	0.42	0.42	0.42
k_{z+}	[N/m]	0.42	0.42	0.42	0.42	0.42	0.42
c_{x-}	[Ns/m]	1000	1000	1000	1000	1000	1000
c_{x+}	[Ns/m]	1000	1000	1000	1000	1000	1000
c_{y-}	[Ns/m]	1000	1000	1000	1000	1000	1000
c_{y+}	[Ns/m]	1000	1000	1000	1000	1000	1000
c_{z-}	[Ns/m]	1000	1000	1000	1000	1000	1000
c_{z+}	[Ns/m]	1000	1000	1000	1000	1000	1000
$c_{\phi x-}$	[Ns/m]	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5
$c_{\phi x+}$	[Ns/m]	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5
$c_{\phi y-}$	[Ns/m]	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5
$c_{\phi y+}$	[Ns/m]	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5
$c_{\phi z-}$	[Ns/m]	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5
$c_{\phi z+}$	[Ns/m]	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5

En (1) se recogen las expresiones para las fuerzas y momentos producidos por el disco en función de las coordenadas de los seis grados de libertad (tres traslaciones x, y, z y tres rotaciones ϕ_x, ϕ_y, ϕ_z) que definen la posición de cada vértebra respecto a la anterior. Nótese que se considera que las fuerzas están desacopladas, es decir, que la fuerza horizontal sólo depende del desplazamiento horizontal, etc.

$$\begin{aligned}
 F_x(x) &= k_x(x - x_0) + c_x \dot{x} \\
 F_y(y) &= k_y(y - y_0) + c_y \dot{y} \\
 F_z(z) &= k_z(z - z_0) + c_z \dot{z} \\
 M_x(\phi_x) &= k_{\phi_x}(\phi_x - \phi_{x0}) + c_{\phi_x} \dot{\phi}_x \\
 M_y(\phi_y) &= A(\exp(B(\phi_y - \phi_{y0})) - 1) + c_{\phi_y} \dot{\phi}_y \\
 M_z(\phi_z) &= k_{\phi_z}(\phi_z - \phi_{z0}) + c_{\phi_z} \dot{\phi}_z
 \end{aligned} \tag{1}$$

2.3. Ligamentos

Los ligamentos son tejidos fibrosos muy firmes y elásticos que conectan unos huesos con otros. Su función es la unión y estabilización de las estructuras óseas, especialmente en el caso de las articulaciones, donde permiten los movimientos anatómicamente normales y previenen los anormales o excesivos que producirían lesiones tales como luxaciones.

A menudo, los ligamentos son elementos muy extensos, pero se suelen modelizar como elementos lineales para simplificar. Por ejemplo, en este trabajo los ligamentos capsulares facetarios se modelizan como tres pequeños ligamentos lineales.

Los ligamentos sólo resisten cargas a tracción, y tienen un comportamiento no lineal, presentando muy poca rigidez para deformaciones pequeñas y mucha a medida que aumenta la deformación, aproximándose generalmente la curva carga-deformación a una sigmoidal [14].

En este trabajo se utiliza el modelo de ligamento propuesto por van der Horst [9], que comprende una curva no lineal en la que se establecen tramos con distinta rigidez en función de la deformación, y que incluye además una expresión diferente para el caso de carga y descarga. El amortiguamiento se introduce sólo en el caso de carga, mediante un coeficiente, como se observa en (2).

$$F_{lig}(\epsilon) = \begin{cases} F_{el}(\epsilon)(1 + C\dot{\epsilon}) & \text{para } \epsilon > 0 \text{ y } \dot{\epsilon} > 0 \text{ (carga)} \\ F_{el}(\epsilon) & \text{para } \epsilon \geq 0 \text{ y } \dot{\epsilon} \leq 0 \text{ (descarga)} \\ 0 & \text{para } \epsilon < 0 \end{cases} \tag{2}$$

Siendo ϵ la deformación del ligamento, resultado de dividir la elongación del ligamento por su longitud en reposo ($\epsilon = (l - l_0) / l_0$), $\dot{\epsilon}$ su derivada temporal, C el coeficiente de amortiguamiento y F_{el} la fuerza que se obtiene de la curva carga-deformación del ligamento.

La curva carga-deformación utilizada corresponde a (3), y puede observarse gráficamente en la Figura 3. Consta de varios tramos con distintas pendientes. En el último tramo, la pendiente es la rigidez lineal del ligamento (k_l). Los valores de estas rigideces se han obtenido de los resultados experimentales recogidos en [14], y pueden consultarse en la Tabla 3.

$$F_{el}(\epsilon) = \begin{cases} 0 & \text{para } \epsilon < 0 \\ (k_l / 16)\epsilon & \text{para } 0 \leq \epsilon < 0.05 \\ 0.05(k_l / 16) + (k_l / 4)(\epsilon - 0.05) & \text{para } 0.05 \leq \epsilon < 0.1 \\ (k_l / 64) + (k_l / 2)(\epsilon - 0.1) & \text{para } 0.1 \leq \epsilon < 0.2 \\ 21(k_l / 320) + k_l(\epsilon - 0.2) & \text{para } \epsilon \geq 0.2 \end{cases} \tag{3}$$

Para el posicionamiento de los ligamentos se determinan los puntos de inserción basándose en la anatomía. La selección de ligamentos utilizados se toma de la tesis de van der Horst [9].

2.4. Músculos

Los músculos son tejidos que tienen la propiedad de contraerse en función de una señal eléctrica proporcionada por el sistema nervioso, generando así fuerza de acercamiento entre los puntos en que se insertan. Esto permite el mantenimiento de la postura y el movimiento controlado de las articulaciones del cuerpo.

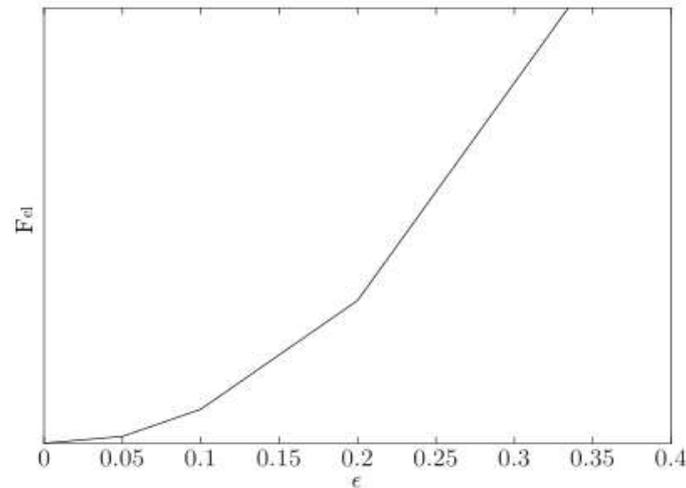


Figura 3: Curva fuerza-deformación de los ligamentos. El primer tramo tiene una pendiente $k/16$, el segundo $k/4$, el tercero $k/2$, y el cuarto k .

Los músculos se componen de unas células especiales llamadas fibras musculares, que van agrupadas en distintos paquetes llamados fascículos, y recubiertos por un tejido exterior (fascia). En los extremos, el músculo se une al tendón, que es un tejido de características similares a los ligamentos, encargado de conectar el músculo a los huesos.

Los músculos son elementos complejos de modelar. En este trabajo se utiliza el modelo desarrollado en la tesis de Ye Ou [15], basado en el modelo muscular de Hill, en el que el músculo se modela como la combinación de un elemento contráctil activo en paralelo con un elemento elástico pasivo, y todo ello en serie con un elemento elástico que representa el tendón.

En este modelo, los parámetros fundamentales del músculo son los siguientes:

- F_{m0} : fuerza isométrica máxima, esto es, máxima fuerza que puede proporcionar el músculo en reposo.
- l_0 : longitud óptima del músculo, es decir, longitud a la que el músculo es capaz de dar la fuerza isométrica máxima.
- l_{ts} : longitud natural del tendón, esto es, longitud del tendón descargado.
- α_0 : ángulo de penetración correspondiente a la longitud óptima.
- v_{max} : velocidad máxima de alargamiento del conjunto músculo-tendón.

La selección de músculos empleados en este trabajo, sus propiedades y los puntos de inserción se toman del modelo de OpenSim de Vasavada [16], y pueden consultarse en la Tabla 4.

La ruta de los músculos es muchas veces compleja, pasando y apoyándose en distintas estructuras óseas y tejidos. Además, al producirse movimiento, la ruta puede modificarse al entrar en contacto el músculo con nuevos huesos u otros músculos y tejidos. No obstante, el cambio de estas rutas es difícil de calcular [17], lo que motiva que muchas veces se utilicen rutas fijas, determinadas por ejemplo en una postura neutra [18]. En este trabajo, se han utilizado las rutas fijas determinadas en el modelo de OpenSim de Vasavada [16] para una postura erguida normal, y no se han tenido en cuenta los efectos del movimiento sobre la ruta de los músculos.

2.5. Contactos intervertebrales

Además de la transmisión de fuerza de unas vértebras a otras a través de los discos intervertebrales, las articulaciones facetarias tienen también una gran importancia en el sistema de absorción de energía, sirviendo de punto de apoyo y controlando el desplazamiento y las fuerzas rotacionales que se producen en las vértebras.

El movimiento de estas articulaciones consiste en el deslizamiento relativo entre las facetas de las vértebras, que se encuentran en contacto a través de una fina capa de cartílago, lo que permite la transmisión de fuerza normal y, al mismo tiempo, un deslizamiento sin fricción y sin desgaste. Este deslizamiento está limitado gracias a la acción de los ligamentos, en concreto de las cápsulas facetales. Este mismo tipo de articulación se encuentra también entre los cóndilos del occipital y el atlas (articulación occipitoatloidea).

Tabla 3: Propiedades de los ligamentos.

Ligamento	Enlaza	k_l [N/m]	C
Membrana anterior atlantooccipital	C0-C1	16900	0.4
Longitudinal anterior	C1-C2	24000	0.4
Alares	C0-C2	21200	40
Alares	C0-C2	21200	40
Cruciforme	C0-C2	19000	40
Cruciforme	C0-C2	19000	40
Membrana posterior atlantooccipital	C0-C1	5700	0.4
Membrana posterior	C1-C2	11600	0.4
Membrana tectorial	C0-C1	7100	0.4
Apical del diente	C0-C2	28600	0.4
Longitudinal anterior	C1-C2	23100	0.4
Longitudinal anterior	C2-C3	9600	0.4
Longitudinal anterior	C3-C4	11800	0.4
Longitudinal anterior	C4-C5	16700	0.4
Longitudinal anterior	C5-C6	12200	0.4
Longitudinal anterior	C7-T1	15900	0.4
Longitudinal posterior	C1-C2	18400	0.4
Longitudinal posterior	C2-C3	15700	0.4
Longitudinal posterior	C3-C4	31800	0.4
Longitudinal posterior	C4-C5	18000	0.4
Longitudinal posterior	C5-C6	25000	0.4
Longitudinal posterior	C7-T1	25300	0.4
Flavo	C1-C2	16100	0.4
Flavo	C2-C3	30500	0.4
Flavo	C3-C4	7600	0.4
Flavo	C4-C5	14600	0.4
Flavo	C5-C6	16700	0.4
Flavo	C7-T1	32400	0.4
Interespinoso	C1-C2	9300	0.4
Interespinoso	C2-C3	9500	0.4
Interespinoso	C3-C4	4000	0.4
Interespinoso	C4-C5	6500	0.4
Interespinoso	C5-C6	6500	0.4
Interespinoso	C7-T1	6100	0.4
Capsular facetario	C0-C1 (x3) ^a	16300	4
Capsular facetario	C1-C2 (x3) ^a	16150	4
Capsular facetario	C2-C3 (x3) ^a	16150	4
Capsular facetario	C3-C4 (x3) ^a	20200	4
Capsular facetario	C4-C5 (x3) ^a	13250	4
Capsular facetario	C5-C6 (x3) ^a	11850	4
Capsular facetario	C6-C7 (x3) ^a	14350	4
Capsular facetario	C7-T1 (x3) ^a	17750	4

^a La anotación (x3) recuerda que estos elementos se están modelizando como 3 elementos lineales con esas propiedades.

Además de estos contactos, también se produce un contacto parecido entre vértebras en el diente del axis, que contacta con la pared del atlas (articulación atlantoaxial). Este contacto juega un papel importante en el movimiento de rotación de la cabeza.

Por último, existe otro tipo de contactos intervertebrales que se pueden producir. Estos, al contrario que los anteriores, no están activos en todo momento, sino que se producen únicamente cuando, en un movimiento de gran amplitud de la columna, los procesos espinosos de las vértebras llegan a tocarse, haciendo de tope al movimiento de extensión.

Existen distintas formas de modelizar estos contactos intervertebrales, que van desde el uso de la geometría 3D detallada de las vértebras en un modelo de contacto malla-malla, hasta modelos de contacto más sencillos (plano-plano, esfera-plano, etc.).

En este trabajo se sigue el enfoque de Monteiro et al. [10], en el que todos estos contactos se modelizan como un contacto esfera-plano sin fricción, utilizando el modelo de Lankarani-Nikravesh.

Tabla 4: Propiedades de los músculos.

Músculo (latín)	F_{m0} [N]	l_0 [m]	l_s [m]	α_0 [deg]	v_{max} [m/s]
Sternocleidomastoideus ^a	68.950	0.14500	0.056123	15.000	10
Sternocleidomastoideus ^b	34.475	0.13673	0.035198	15.000	10
Sternocleidomastoideus ^c	34.475	0.12211	0.070467	15.000	10
Scalenus anterior	51.450	0.04460	0.053421	10.000	10
Scalenus medius	72.100	0.05000	0.061508	10.000	10
Scalenus posterior	54.950	0.06200	0.072845	10.000	10
Longus capitis C0-C4	33.320	0.03800	0.041297	5.000	10
Longus colli C1-Tórax	9.570	0.08913	0.087519	5.000	10
Longus colli C1-C5	9.570	0.03592	0.035239	5.000	10
Longus colli C5-Tórax	9.570	0.05758	0.054794	5.000	10
Trapezius (clavicula)	77.600	0.08400	0.119222	30.000	10
Trapezius (acromion)	376.950	0.09200	0.076582	0.000	10
Splenius capitis (C0-C6)	49.510	0.09889	0.026013	0.000	10
Splenius capitis (C0-Torax)	49.510	0.09500	0.081861	0.000	10
Splenius cervicis (C3-Torax)	49.510	0.09500	0.108438	0.000	10
Semispinalis capitis (C0-C5)	64.050	0.06800	0.046562	5.000	10
Semispinalis capitis (C0-Torax)	64.050	0.07833	0.06889	5.000	10
Semispinalis cervicis (C3-Torax)	64.050	0.06800	0.027374	5.000	10
Levator scapulae	76.300	0.13307	0.024875	0.000	10
Longissimus capitis	31.180	0.08590	0.023946	0.000	10
Longissimus cervicis	20.050	0.131813	0.042329	0.000	10
Iliocostalis cervicis	20.050	0.080895	0.025706	0.000	10
Rectus capitis posterior major	32.620	0.03700	0.022832	5.000	10
Rectus capitis posterior minor	17.920	0.01900	0.016897	5.000	10
Obliquus capitis superior	36.505	0.02500	0.020417	10.000	10
Obliquus capitis inferior	45.290	0.03800	0.015607	0.000	10
Multifidus (superficial C4/5-C2)	14.140	0.02400	0.02150	0.000	10
Multifidus (superficial C5/6-C2)	22.180	0.02450	0.02860	0.000	10
Multifidus (superficial C6/7-C2)	18.790	0.03299	0.03220	0.000	10
Multifidus (superficial T1-C4)	64.050	0.06800	0.02737	5.000	10
Multifidus (superficial T1-C5)	64.050	0.06800	0.02737	5.000	10
Multifidus (superficial T2-C6)	64.050	0.06800	0.02737	5.000	10
Multifidus (superficial C4/5-C2)	7.150	0.02531	0.01520	0.000	10
Multifidus (profundo C5/6-C3)	12.540	0.02047	0.01700	0.000	10
Multifidus (profundo C6/7-C4)	18.310	0.01700	0.01840	0.000	10
Multifidus (profundo T1-C5)	64.050	0.06800	0.02737	5.000	10
Multifidus (profundo T1-C6)	64.050	0.06800	0.02737	5.000	10
Multifidus (profundo T2-C7)	64.050	0.06800	0.02737	5.000	10

^a (cabeza esternomastoidooccipital)

^b (cabeza cleidomastoidea)

^c (cabeza cleidooccipital)

La posición de estas esferas y planos se determina utilizando la geometría detallada 3D de que se dispone, y se puede observar en la Figura 4.

3. Equilibrio inicial

Lo primero que se necesita para realizar la simulación del conjunto cabeza-cuello es obtener una posición de equilibrio inicial desde la que comenzar la simulación.

Para ello, el primer enfoque probado fue el de realizar, en primer lugar, un análisis dinámico inverso para conocer las fuerzas o momentos que debían actuar en cada grado de libertad para que el sistema estuviera en equilibrio. En segundo lugar, se introdujeron en un optimizador las fuerzas musculares, las fuerzas de contacto intervertebrales, y las fuerzas y momentos de los discos, para que el optimizador encontrara una combinación de estos esfuerzos cuyas resultantes fueran las calculadas en el análisis anterior. Sin embargo, este enfoque generaba un problema complejo, y se observaban problemas de convergencia en el optimizador.

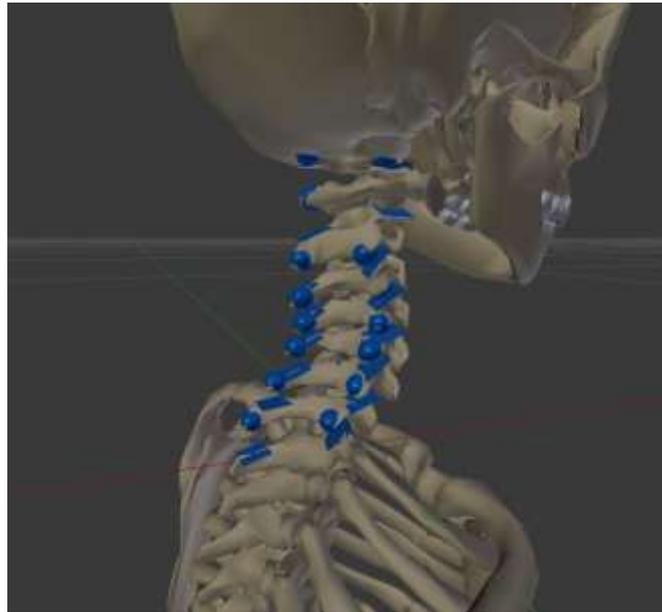


Figura 4: Contactos intervertebrales, que incluyen las articulaciones facetarias, occipitoatlantoidea, atlantoaxial, y los contactos entre los procesos espinosos de las vértebras.

Por ello, para este trabajo se desarrolló un método alternativo más sencillo, con los siguientes pasos:

1. Todos los elementos de fuerza (músculos, ligamentos y contactos) son configurados de forma que su fuerza sea cero en la posición inicial. La única excepción son los contactos entre elementos que no tienen disco intervertebral, esto es, los contactos facetarios entre el axis y el atlas, y los contactos occipitales entre el atlas y la cabeza. Estos contactos se precargan una determinada cantidad, definida como un porcentaje del peso de la cabeza, para que el paso 3 pueda tener solución.
2. Se realiza un análisis dinámico inverso en estas condiciones.
3. Se utiliza un algoritmo de programación cuadrática para obtener un conjunto de fuerzas musculares que produzcan los pares intervertebrales obtenidos en el análisis dinámico inverso, incluyendo además las fuerzas verticales y transversales entre el axis y el atlas, y entre el atlas y la cabeza.
4. Se realiza un nuevo análisis dinámico inverso en estas condiciones. Ahora todos los pares entre las vértebras, y las fuerzas transversales y verticales entre axis y atlas, y entre atlas y cabeza, son cero. Los únicos valores que no son cero son las fuerzas transversales y verticales entre el resto de vértebras.
5. Las longitudes naturales en las ecuaciones de los discos intervertebrales (1) son escogidas de forma que, en la posición inicial, se cumpla con las fuerzas transversales y verticales. Así el sistema queda finalmente en equilibrio.

4. Parámetros de entrada y simulación

Para simular el efecto sobre el conjunto cabeza-cuello de un impacto de bala en un sujeto que porta un casco de protección balística, se recurre a los resultados de medidas experimentales de la fuerza transmitida entre el casco y la cabeza que se pueden encontrar en distintas publicaciones [19, 20]. De estos experimentos se puede concluir que la transmisión de fuerza entre el casco y la cabeza se puede aproximar con un perfil de fuerza triangular de aproximadamente 1 milisegundo de duración, y valores máximos que van hasta los 20kN.

En este trabajo se utiliza el perfil triangular de fuerza que puede observarse en la Figura 5. La pendiente de subida empieza en el instante inicial y termina en 0.2 milisegundos, con una fuerza máxima de 16 kN. Después comienza la pendiente de bajada, que termina en 0.7 milisegundos con una fuerza nula.

El integrador utilizado para las ecuaciones de la dinámica del sistema multicuerpo y de la dinámica muscular (activación y contracción) es un forward Euler simpléctico. La brevedad y magnitud de la fuerza obliga a utilizar un paso de tiempo muy pequeño en la integración. En este caso se empleó un paso de tiempo fijo de 5×10^{-6} s.

Se considera que la excitación de los músculos no cambia a lo largo de la simulación. Esta suposición es realista, dado que el tiempo de reacción de un ser humano es del orden de 250 ms. A partir de este tiempo, sin embargo, sí que podría existir una reacción muscular por parte del sujeto.

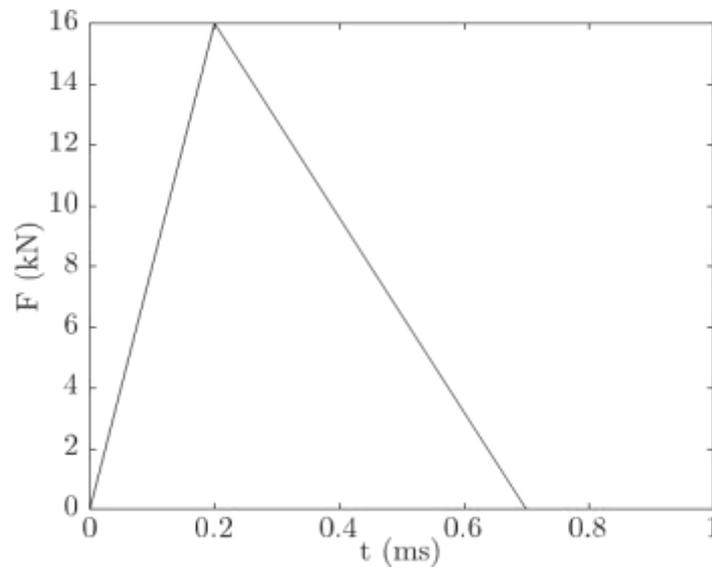


Figura 5: Perfil de fuerza transmitida entre casco y cabeza.

Se realizaron dos simulaciones: una de impacto frontal y otra de impacto lateral, introduciendo las respectivas fuerzas en los puntos de impacto que se observan en la Figura 6.

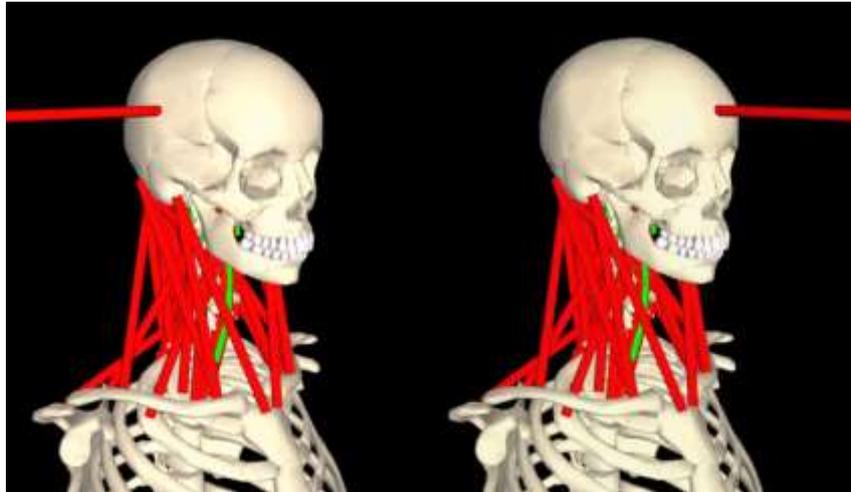


Figura 6: Puntos de impacto frontal y lateral.

5. Resultados

Existen multitud de formas distintas de evaluar el riesgo de lesiones en cuello y cabeza. En este trabajo se utilizan tres, a modo de ejemplo: el BrIC, el HIC y el rango de movimiento.

El BrIC (Brain Injury Criterion) es un indicador desarrollado recientemente por la agencia de seguridad del tráfico estadounidense (National Highway Traffic Safety Administration - NHTSA), que se basa en las velocidades angulares a que es sometida la cabeza en los tres ejes. Se calcula según (4), siendo los valores de las constantes de velocidad crítica $\omega_{xC} = 66.25$ rad/s , $\omega_{yC} = 56.45$ rad/s y $\omega_{zC} = 42.87$ rad/s.

$$BrIC = \sqrt{\left(\frac{\max(|\omega_x|)}{\omega_{xC}}\right)^2 + \left(\frac{\max(|\omega_y|)}{\omega_{yC}}\right)^2 + \left(\frac{\max(|\omega_z|)}{\omega_{zC}}\right)^2} \quad (4)$$

La Figura 7 muestra el riesgo, en función del BrIC, de sufrir una lesión de cada una de las severidades definidas en la escala AIS (Abbreviated Injury Scale), cuyo significado se explica en la Tabla 5. Los resultados del valor del BrIC para las simulaciones de impacto frontal y lateral se encuentran en la Tabla 6.

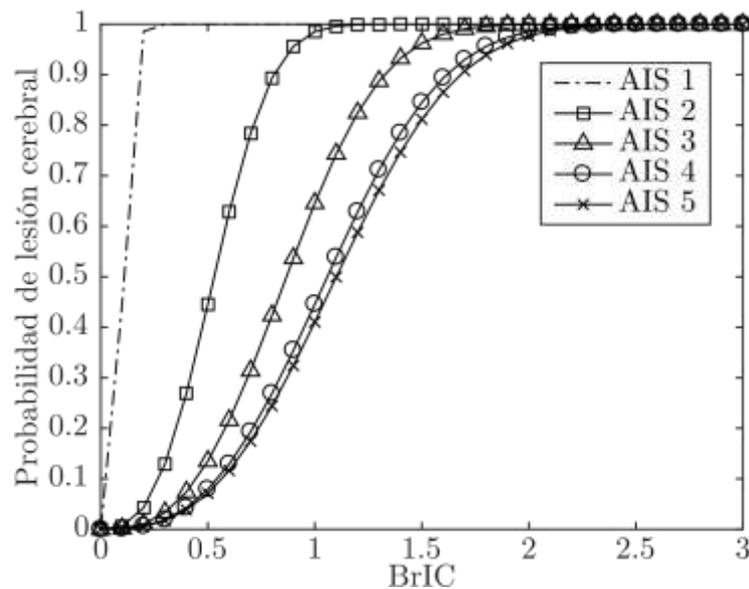


Figura 7: Relación del valor del BrIC con la probabilidad de sufrir una lesión de los distintos niveles AIS [21].

Tabla 5: Escala AIS de severidad de lesiones.

Nivel AIS	Gravedad de la lesión	Supervivencia
1	Menor	sin compromiso vital
2	Moderado	sin compromiso vital
3	Serio	sin compromiso vital
4	Severo	supervivencia probable
5	Crítico	supervivencia incierta
6	Máximo	mortal

Tabla 6: Resultados de los criterios de daño cerebral para la simulación de impacto frontal y lateral.

	BrIC	HIC ₁₅
frontal	0.061	386.16
lateral	0.078	386.89

El HIC (Head Injury Criteria) es uno de los indicadores más clásicos. El HIC relaciona el riesgo de sufrir una lesión cerebral con la intensidad y duración de las aceleraciones sufridas por la cabeza. Se calcula mediante (5), siendo Δ el intervalo temporal de interés que se esté usando para definir el indicador (que se suele fijar en 15 ms), t_1 y t_2 dos puntos temporales cualesquiera dentro de ese intervalo, y $a(t)$ la aceleración de la cabeza en cada instante expresada en g 's.

$$HIC_{\Delta} = \max \left\{ \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \right\}, (t_2 - t_1) \leq \Delta \quad (5)$$

Para el HIC₁₅, un valor de 700 es el máximo admisible por la NHTSA para el diseño de airbags, y se estima que representa un 5% de riesgo de sufrir una lesión severa (>4 en el índice AIS). La Figura 8 muestra el riesgo en función del HIC₁₅ de tener una lesión de cada una de las severidades definidas en la escala AIS. Los valores del HIC₁₅ para las simulaciones de impacto frontal y lateral se encuentran en la Tabla 6.

El rango de movimiento (ROM), cuantifica la capacidad máxima fisiológica de movimiento de las vértebras en condiciones normales. Si se intenta hacer un movimiento de una extensión superior, es probable que se produzca algún tipo de lesión. La Figura 9 recoge los valores de los ángulos intervertebrales de flexión-extensión durante la simulación de impacto frontal, y los compara con los valores máximos del rango de movimiento que se recogen en [23].

Los valores de BrIC y HIC₁₅ obtenidos en las simulaciones y recogidos en la Tabla 6, arrojan en torno a un 20% de probabilidades de sufrir una lesión moderada, y en torno a un 50% de probabilidades de sufrir una lesión menor.

Por otro lado, en cuanto al rango de movimiento, según las simulaciones hay segmentos que llegarían a forzar sus límites fisiológicos, como se observa en la Figura 9, lo que podría producir también lesiones.

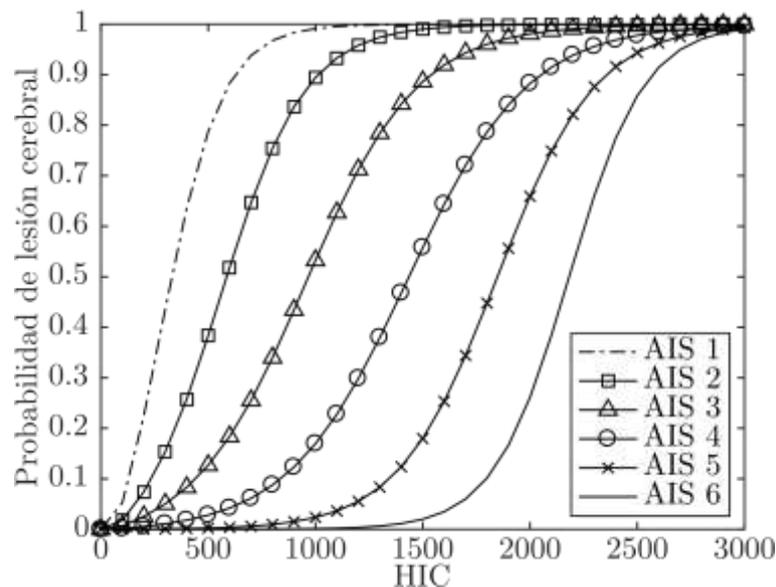


Figura 8: Relación del valor del HIC_{15} con la probabilidad de sufrir una lesión de los distintos niveles AIS [22].

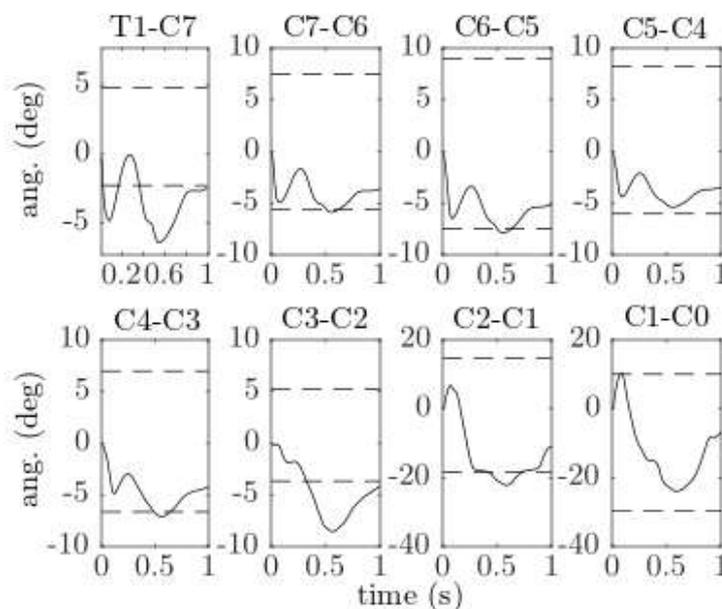


Figura 9: Ángulos intervertebrales durante la simulación de impacto frontal. Las líneas de puntos marcan los límites del movimiento fisiológico.

6. Discusión y conclusiones

Se ha realizado un programa de simulación del conjunto cabeza-cuello para impacto balístico. El programa está escrito en lenguaje C++, utilizando una librería de simulación de la dinámica multicuerpo (BIOLIM) desarrollada en el propio laboratorio y escrita en el mismo lenguaje. Esta librería implementa una formulación semi-recursiva que resulta muy eficiente para la simulación de mecanismos de cadena abierta, como este modelo cabeza-cuello u otros modelos biomecánicos en general.

Además, el programa permite la variación de todos los parámetros de los modelos de músculos, ligamentos, discos intervertebrales y contactos facetarios y espinosos, mediante tablas de datos en formato texto. Como los puntos de inserción anatómicos de músculos y ligamentos, así como la ubicación de los contactos, son difíciles de introducir mediante tablas de datos, se ha implementado también, en un modelo de Blender del conjunto cabeza-cuello, un script automático escrito en Python que facilita la exportación de las coordenadas de los puntos seleccionados gráficamente por el usuario.

Gracias a ello se obtiene una gran eficiencia en la simulación. El modelo completo descrito en este artículo (con 48 grados de libertad, 6 discos intervertebrales, 76 músculos, 82 elementos ligamento y 24 contactos esfera-plano) se puede simular, utilizando en la integración un paso de tiempo de $5 \mu s$, en unas 12 veces por encima de

tiempo real. Entonces, teniendo en cuenta que el tiempo de simulación del efecto de un impacto sobre el conjunto cabeza-cuello suele ser del orden de un segundo, el tiempo de ejecución en un ordenador convencional sería del orden de una decena de segundos, lo que permite realizar gran número de simulaciones en muy poco tiempo.

Los resultados presentados sugieren una probabilidad baja de sufrir una lesión moderada, y una probabilidad media de sufrir una lesión menor, para el tipo de impacto analizado. Sin embargo, antes de dar por válidos estos resultados, es necesario llevar a cabo un proceso de calibración y validación del modelo, dado que éste se ha desarrollado tomando información de distintos trabajos. Dicho proceso podría realizarse contra datos de la bibliografía, en el caso de que ésta proporcionara toda la información de los experimentos realizados y los resultados obtenidos, o bien contra resultados de experimentos con maniqués antropomórficos, ya que la experimentación con seres humanos es impensable en este campo. Los maniqués se conciben como unos sustitutos aceptables del comportamiento del ser humano en situaciones de impacto, por lo que podrían servir para el proceso de calibración y validación del modelo presentado.

7. Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad (MINECO) del Gobierno de España mediante el proyecto DPI2015-65959-C3-1-R (proyecto cofinanciado a su vez por la Unión Europea a través del programa FEDER), y por la Xunta de Galicia mediante la ayuda para la consolidación de unidades de investigación competitivas ED431B2016/031.

8. Referencias

- [1] Komúnski P. *et al.*, “Energy transmission from bullet impact onto head or neck through structures of the protective ballistic helmet – tests and evaluation”, *Techniczne Wzroby Wlókniennicze 2009* **4**(17), 18-23 (2009)
- [2] Karimi A. *et al.*, “Dynamic finite element simulation of the gunshot injury to the human forehead protected by polyvinyl alcohol sponge”. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* **27**, 74 (2016)
- [3] Bin Tan L. *et al.*, “Performance of an advanced combat helmet with different interior cushioning systems in ballistic impact: Experiments and finite element simulations”, *International Journal of Impact Engineering* **50**, 99–112 (2012)
- [4] Kulkarni S.G. *et al.*, “Ballistic helmets – their design, materials, and performance against traumatic brain injury”, *Composite Structures* **101**, 313–331 (2013)
- [5] Landwijt M., Romek R., “Determination of the risk of head and neck injuries of the user of bulletproof helmets”, *Fibres & Textiles in Eastern Europe* **23**, 103–108 (2015)
- [6] González F. *et al.*, “A human mannequin head-and-neck multibody model for the simulation of high-speed impacts”, *Book of abstracts of the 8th ECCOMAS Thematic Conference on Multibody Dynamics*, paper #130, Praga (2017)
- [7] King Q. M., “Investigation of biomechanical response due to fragment impact on ballistic protective helmet”, Tesis Doctoral, Naval Postgraduate School, Monterey, California (1998)
- [8] de Bruijn E. *et al.*, “Analysis of isometric cervical strength with a nonlinear musculoskeletal model with 48 degrees of freedom”, *Multibody System Dynamics* **36**, 339–362 (2016)
- [9] van der Horst, M. J., “Human head neck response in frontal, lateral and rear end impact loading: modelling and validation”, Tesis Doctoral, Technische Universiteit Eindhoven, (2002)
- [10] Barroso Monteiro N. M. *et al.*, “Structural analysis of the intervertebral discs adjacent to an interbody fusion using multibody dynamics and finite element cosimulation”, *Multibody System Dynamics* **25**(2), 245–270 (2010)
- [11] Camacho D. L. *et al.*, “Experimental flexibility measurements for the development of a computational head-neck model validated for near-vertex head impact”, *Proceedings of the 41st Stapp Car Crash Conference*, 473–486 (1997)
- [12] Sierra D. A., Enderle J. D., “3d dynamic modeling of the head-neck complex for fast eye and head orientation movements research”, *Modelling and Simulation in Engineering* **2011**, article 630506 (2011)

- [13] van Lopik D. W., Acar M., “Development of a multi-body computational model of human head and neck”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part K: Journal of Multi-body Dynamics* **221**(2), 175–197 (2007)
- [14] Pintar F. A., “The biomechanics of spinal elements”, Tesis Doctoral, Marquette University, Milwaukee, Wisconsin (1986)
- [15] Ou Y., “An analysis of optimization methods for identifying muscle forces in human gait”, Tesis Doctoral, Universität Duisburg-Essen, Duisburg (2012)
- [16] Vasavada A., “Head and neck musculoskeletal biomechanics”, https://simtk.org/projects/neck_mechanics (Online; accessed: 08-march-2018).
- [17] Scholz A., “Fast differential-geometric methods for continuous muscle wrapping over multiple general surfaces”, Tesis Doctoral, Universität Duisburg-Essen, Duisburg (2015)
- [18] Suderman B. L., Vasavada A. N., “Moving muscle points provide accurate curved muscle paths in a model of the cervical spine”, *Journal of Biomechanics* **45**(2), 400–404 (2012)
- [19] Pintar F. A. *et al.*, “Methodology to determine skull bone and brain responses from ballistic helmet-to-head contact loading using experiments and finite element analysis”, *Medical Engineering & Physics* **35**(11), 1682–1687 (2013)
- [20] Anctil B. *et al.*, “Evaluation of impact force measurement systems for assessing behind armour blunt trauma for undefeated ballistic helmets”, *Proceedings of the Personal Armour Systems Symposium (PASS) 2004*, La Haya (2004)
- [21] Takhounts E. G. *et al.*, “Development of brain injury criteria (BrIC)”, *Stapp Car Crash Journal* **57**, 243–266 (2013)
- [22] NHTSA, “Final economic assessment, FMVSS no. 201, upper interior head protection”, Technical report, www.regulations.gov, NHTSA docket 1996-1762- 0003 (1995)
- [23] Grauer J. N. *et al.*, “Whiplash produces an s-shaped curvature of the neck with hyperextension at lower levels”, *Spine* **22**(21), 2489–2494 (1997)